



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 198 24 108 A 1**

⑤ Int. Cl.⁶:
A 61 B 8/08
A 61 B 8/14
G 01 N 29/10

②1 Aktenzeichen: 198 24 108.9
②2 Anmeldetag: 29. 5. 98
④3 Offenlegungstag: 2. 12. 99

DE 198 24 108 A 1

⑦1 Anmelder:
Pesavento, Andreas, Dipl.-Ing., 59457 Werl, DE;
Ermert, Helmut, Prof. Dr.-Ing., 91341 Röttenbach,
DE

⑦2 Erfinder:
gleich Anmelder

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

⑤4 Ein System zur schnellen Berechnung von Dehnungsbildern aus hochfrequenten Ultraschall-Echosignalen

DE 198 24 108 A 1

Beschreibung

Anwendungsgebiet

Die mechanischen Eigenschaften von biologischem Gewebe (z. B. Elastizitätsparameter) sind für die Beurteilung des Zustandes des Gewebes von großem Interesse. In der medizinischen Diagnostik deuten Veränderungen der Elastizitätseigenschaften auf histologische und u. U. pathologische Veränderungen hin. Allgemein bekannt sind Prozesse wie die Bildung von Geschwülsten und Verhärtungen ("Knoten"), die z. B. manuell tastbar sind ("Palpation"). In der Landwirtschaft ist für die Beurteilung der Qualität des Fleisches von Schlachtvieh die Kenntnis mechanischer Gewebeeigenschaften ebenfalls von Interesse.

Stand der Technik

Die sogenannte Tastbefundung ist ungenau und unempfindlich. Wesentlich besser ist in dieser Beziehung die sogenannte Elastographie, bei der elastische Gewebeeigenschaften technisch erfaßt und z. B. in Form von Schnittbildern qualitativ oder quantitativ visualisiert werden. Dabei bedient man sich hauptsächlich des Ultraschalls, wie er als bildgebendes Verfahren in der medizinischen Diagnostik angewandt wird, allerdings in einer modifizierten Betriebsart. In zeitlich nacheinander aufgenommenen Ultraschallbildern können geringste Verschiebungen oder Verformungen innerhalb der dargestellten Gewebestruktur durch Auswertung der Bildsequenzen erfaßt und ausgewertet werden. Wird auf einen Gewebebereich ein mechanischer Druck ausgeübt, der eine Verformung des Gewebes zur Folge hat, so verformen sich Bereiche mit unterschiedlichen Elastizitätseigenschaften verschiedenartig. Das Elastographiesystem wertet diese Verformungen durch den numerischen Vergleich der Einzelbilder aus und stellt die unterschiedliche Dehnungen im Bild dar. Die notwendige Kompression des Gewebes wird extern durch den Ultraschallwandler provoziert oder intern durch Atmung oder Puls. Die Kompression ist nur gering und beträgt bei Anwendung des üblichen diagnostischen Ultraschalls nur Bruchteile von Millimetern. Wichtig dabei ist eine quantitative Kontrolle des Kompressionsdruckes. Der Druck wird in Richtung der Schallausbreitung provoziert.

Ein Verfahren der Ultraschall-Elastographie von Körpergewebe ist erstmalig in einem Aufsatz von J. Ophir et al im Jahre 1991 [1], [2] beschrieben worden. Dabei werden Ultraschallbilder bzw. die korrespondierenden hochfrequenten Ultraschallechosignale, aus denen die üblichen Ultraschallbilder in dem Gerät entstehen, so ausgewertet, daß Verschiebungen des Körpergewebes zwischen zwei, mit verschiedener Kompression aufgenommenen Gewebebildern berechnet werden. Auf diese Weise lassen sich die bereits erläuterten Rückschlüsse auf die Elastizität des Organs bis hin zu einer quantitativen Abbildung des Elastizitätsmoduls erzielen.

Die hochfrequenten Echosignale aus einem komprimierten Gewebeabschnitt erreichen den Ultraschallwandler zu einem Zeitpunkt der von dem Maß der Kompression des betreffenden komprimierten Gewebeabschnitts abhängt. Die Hauptaufgabe in der Auswertung der hochfrequenten Ultraschallechosignale zur Berechnung der Dehnung besteht daher darin, Zeitverschiebungen in kurzen zeitlichen Intervallen der hochfrequenten Ultraschalldaten zu berechnen. Diese Zeitverschiebungen zwischen korrespondierenden Echosignalen werden in allen durch das Ultraschallsystem abgebildeten Gewebebereichen in Form eines zweidimensionalen Bildes berechnet. Für die Berechnung einer Zeitverschiebung wird die Kreuzkorrelationsfunktion zwischen den hochfrequenten Echodaten verwendet. Einerseits kann

die Zeitverschiebung durch Suchen des Maximums der Kreuzkorrelationsfunktion ermittelt werden [1]. Andererseits kann die Zeitverschiebung aus der Phase der Kreuzkorrelationsfunktion an irgendeiner Stelle, i. d. Regel an der Stelle Null, geschätzt werden [3],[4].

Nach der Berechnung der Zeitverschiebung kann die lokale Dehnung durch Gradientenbildung oder mit Hilfe einfacher linearer Filter [6] berechnet und abgebildet werden.

Nachteile des Standes der Technik

Für alle Verfahren zur Berechnung der Zeitverschiebungen wird die Kreuzkorrelationsfunktion korrespondierender Intervalle der Echosignale aus dem gleichen Gewebeabschnitt unter verschiedener Kompression verwendet. Die Auswertung der Kreuzkorrelationsfunktion ist aufgrund der notwendigen Integration über das ganze Intervall zeitaufwendig. Die bisher vorgeschlagenen Verfahren lassen sich in zwei Gruppen unterteilen:

1) Kreuzkorrelationsmethoden

Verfahren, die das Maximum der Kreuzkorrelationsfunktion durch eine vollständige Suche oder Einschachtlung ermitteln. Dazu müssen die Echosignale in der Regel mit einer sehr hohen Abtastrate abgetastet werden, um auch kleine Zeitverschiebungen genau messen zu können. Diese Verfahren sind äußerst zeitaufwendig, so daß sie nicht in ein Echtzeitsystem oder Online-System implementiert werden können.

2) Phasenbasierte Verfahren

Verfahren, die Zeitverschiebungen aus der Phase der Kreuzkorrelationsfunktion der komplexwertigen Ultraschallechosignale schätzen. Nachteile dieser Verfahren sind mögliche Ungenauigkeiten und das Auftreten von Mehrdeutigkeiten bei großen Zeitverschiebungen. Bisher konnten diese Mehrdeutigkeiten nur durch zusätzliche zeitintensive zweidimensionale Vor- oder Nachverarbeitungsschritte gewährleistet werden.

Aufgrund der Nachteile der bisherigen Verfahren ist es nicht möglich, Ultraschallechodaten hinreichend genau in Echtzeit zu verarbeiten und somit Dehnungsbilder in Echtzeit darzustellen. In der Vergangenheit hat sich aber gezeigt, daß bei Ultraschallabbildungsverfahren wie dem klassischen B-Bild oder der Dopplersonographie die Echtzeitfähigkeit der Systeme besonders wichtig für eine breite Nutzung dieser Systeme ist.

Ein weiteres Problem ist, daß die Veränderungen der Signallaufzeiten (Puls-Echo-Sequenz) die sich durch die Kompression des Gewebes ergeben, von der Entfernung zwischen dem Gewebeareal, welche die Echos hervorrufen, und dem Ultraschallwandler abhängen, d. h. nicht konstant sind und mit zunehmender Entfernung monoton ansteigen. Durch Schwankungen der Einhüllenden der Echosignale kommt es daher zu Ungenauigkeiten in der Verschiebungsberechnung, da diese ein Intervalls bestimmter Länge benutzt. Diese wurden in der Vergangenheit u. a. durch Logarithmieren der hochfrequenten reellen Echosignale [7] vermindert. Nachteilig wirkt sich hierbei aber die Veränderung der Phasen der Signale aus.

Aufgabe der Erfindung

Aufgabe der Erfindung ist es daher, eine Anweisung zum Handeln zu entwickeln, mit dem Ultraschallechodaten hinreichend genau möglichst schnell (z. B. in Echtzeit) ausge-

wertet werden können. Das Verfahren sollte die gleiche Genauigkeit wie die Kreuzkorrelationsverfahren durch eine möglichst recheneffiziente Signalverarbeitung erreichen.

Lösung der Aufgabe

In phasenbasierten Verfahren wird die Phasenverschiebung zwischen zwei Echosignalen als Maß für die Zeitverschiebung benutzt. Für monofrequente zeitverschobene Signale ist die Phase der Kreuzkorrelationsfunktion eine lineare Funktion der zeitlichen Echoverschiebung. Bei der tatsächlichen, d. h. gesuchten Zeitverschiebung hat die Phase der Kreuzkorrelationsfunktion eine Nullstelle. Die Steigung entspricht der Kreisfrequenz der monofrequenten Signale. Dieser Zusammenhang kann für die Berechnung der Zeitverschiebung aus der Phase der komplexen Kreuzkorrelationsfunktion an einer beliebigen Stelle genutzt werden. Die Phase der Kreuzkorrelationsfunktion kann allerdings aufgrund der Mehrdeutigkeit der Arcustangensfunktion numerisch nicht eindeutig ermittelt werden. Außerdem werden in Ultraschall-Puls-Echosystemen möglichst breitbandige Signale verwendet. Für bandbegrenzte Signale gilt obiger Zusammenhang nur approximativ. Diese Tatsachen führen zu den genannten Problemen der Ungenauigkeit und der Mehrdeutigkeit phasenbasierter Verfahren.

Beide Probleme (Mehrdeutigkeit, Ungenauigkeit bei Breitbandsignalen) können gelöst werden, indem iterativ die Phase der Kreuzkorrelationsfunktion für die Suche des Maximums der Kreuzkorrelationsfunktion verwendet wird. Die vom Ultraschallwandler aufgenommenen Echodaten sind gemäß Abb. 1 in A-Linien organisiert. Die Berechnung von Zeitverschiebungen erfolgt an verschiedenen diskreten Punkten im Gewebe. In der Elastographie ist die Zeitverschiebung, die an diesen diskreten Punkten berechnet werden können ein stetige, monotone Funktion über der Tiefe.

Die Zeitverschiebungen werden sukzessiv für jede A-Linie beginnend vom dem Ultraschallwandler nächstgelegenen Punkt bis zum tiefsten Punkt berechnet. Für die Berechnung der Zeitverschiebungen der Echos eines Punktes wird die folgende Iteration durchlaufen:

1.) Die Iteration wird begonnen bei der geschätzten Zeitverschiebung τ , die für den in der gleichen A-Linie dem Ultraschallwandler näherliegenden Punkt ermittelt wurde. Für die Berechnung der dem Ultraschallwandler nächstgelegenen Punkte wird die Iteration bei Null begonnen.

2.) Die Phase der Kreuzkorrelationsfunktion der korrespondierenden Ultraschallechodaten an der geschätzten Zeitverschiebung τ wird ermittelt. Die ermittelte Phase ist aufgrund obiger Erläuterungen ungefähr proportional zum Abstand der geschätzten Zeitverschiebung zur wirklichen Zeitverschiebung. Die Proportionalitätskonstante entspricht in etwa der Schwerpunktsfrequenz des verwendeten Ultraschallwandlers (Kreisfrequenz). Die Schätzung der Zeitverschiebung τ kann daher verbessert werden, indem der verbleibende Phasenunterschied durch Teilen durch die Schwerpunktsfrequenz des Ultraschallwandlers in eine Zeitverschiebung umgerechnet und die bisherige Schätzung der Zeitverschiebung entsprechend verändert wird.

Durch Punkt 1.) wird gewährleistet, daß die Kreuzkorrelationsfunktion stets in der Nähe der wirklichen Zeitverschiebung ausgewertet wird. So kann gewährleistet werden, daß verbleibende Phasenunterschiede eindeutig in Zeitverschiebungen umgerechnet werden können.

Durch eine mehrmaliges iteratives Wiederholen von 2.)

wird die Ungenauigkeit bei der Umrechnung von Phasenschieden in Zeitverschiebungen bei der Verwendung breitbandiger Signale iterativ minimiert. Insgesamt muß mit diesem Verfahren die Zeitverschiebung die Kreuzkorrelationsfunktion lediglich wenige Male (weniger als 10 Mal) für die hinreichend genaue Schätzung einer Zeitverschiebung ausgewertet werden. Das vorgestellte Verfahren ist somit in zwei Beziehungen iterativ: Zeitverschiebungen werden durch wiederholtes Verwenden von berechneten Zeitverschiebungen gleicher oder vorangehender Bildpunkte berechnet. Da in der Elastographie auch sehr kleine Zeitverschiebungen geschätzt werden müssen, die in der Regeln unterhalb der Abtastzeit liegen, müssen die Echosignale geeignet interpoliert werden. Bei dem vorliegenden Verfahren werden wie in [3] und [4] für die Berechnung der Kreuzkorrelationsfunktion daher die komplexen, heruntergemischten Basisbandsignale verwendet. Da diese aufgrund der Bandpaßbegrenzung von Ultraschall-Echosignalen eine deutlich geringere obere Grenzfrequenz aufweisen, reicht hier eine recheneffiziente lineare Interpolation aus [5].

Ungenauigkeiten der geschätzten Phasenverschiebungen werden in diesem Verfahren dadurch vermindert, daß die Amplituden der komplexen Basisbandsignale logarithmiert werden, nachdem sie zuvor um eins erhöht wurden. Die Phasen werden nicht verändert. Dadurch kann die logarithmische Kompression auch für phasenbasierte Verfahren benutzt werden.

Vorteile der Erfindung

Das Verfahren erreicht im Gegensatz zu bisherigen phasenbasierten Verfahren die gleiche Genauigkeit wie Kreuzkorrelationsmethoden. Dazu muß die Kreuzkorrelationsfunktion nur einige Male (weniger als 10 Mal) ausgewertet werden. Auf diese Weise ist eine Echtzeitauswertung der Echosignale zur Berechnung der Gewebedehnung bereits jetzt mit geeigneten digitalen Signalverarbeitungsanlagen, wie sie in modernen digitalen Ultraschallgeräten zur Verfügung stehen oder separat als kommerziell erhältlich sind, möglich.

Literaturangaben

- [1] Ophir J., Céspedes I., Ponnekanti H., Yazdi Y., Li X.: "Elastography: A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues". Ultrasonic Imaging 13, 111-114, 1991
 - [2] Céspedes I., Ophir J., Ponnekanti H., Maklad N.: Elastography: "Elasticity imaging using ultrasound with application to muscle and breast imaging in vivo". Ultrasonic Imaging 15, 73-88, 1993
 - [3] O'Donnell M., Skovoroda A. R., Shapo B. M., Emelianov S. Y.: "Internal displacement and strain imaging using ultrasonic speckle tracking". IEEE transactions on ultrasonics ferroelectrics and frequency control, 41, 314-325, Mai 1994
 - [4] N. A. Cohn, S.Y. Emelianov, M. A. Lubinski, und M. O'Donnell, "An elasticity microscope. Part I: methods," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., vol. 44, pp. 1304-1319, 1997
 - [5] R. W. Schafer, und L. R. Rabiner, "A digital signal processing approach to interpolation," Proc. of the IEEE, vol. 61, pp. 692-702, 1973
 - [6] F. Kallel, und J. Ophir, "A least-squares strain estimator for elastography," Ultrasonic Imaging 19, 195-208, 1997
 - [7] I. Céspedes, und J. Ophir, "Reduction of image noise in elastography," Ultrason. Imaging, vol. 15, pp. 89-102, 1993
- Ausführungszeichnungen der Erfindung sind in den

Zeichnungen dargestellt und werden im folgenden näher beschreiben:

Zu Abb. 2)

Schematische Darstellung eines System zur Aufnahme, schnellen Berechnung und von Darstellung von Dehnungsbildern

Das System zur Aufnahme, schnellen Berechnung und Darstellung von Dehnungsbildern besteht aus drei Funktionseinheiten:

- a) ein handelsübliches Ultraschallsystem mit verschiedenen Sonden. Diese können Ultraschallechodaten mit verschiedenen Scanprinzipien aufnehmen (Sektor-Scan, Parallel-Scan). Ebenso spielt die Art der Fokussierung (elektronisch oder durch einen Einzelwandler mit konstantem Fokus) keine Rolle. Die hochfrequenten Echodaten müssen in digitalisierter Form vorliegen. Bei Systemen mit analogem Beamformer, oder bei Systemen mit Einzelwandler müssen die analogen hochfrequenten Echodaten direkt nach dem Beamformer, bzw. nach dem Einzelwandler abgegriffen und digitalisiert werden. Bei Systemen mit digitalem Beamformer können die digitalen Echodaten direkt abgegriffen werden.
- b) eine Recheneinheit zur schnellen Berechnung der Dehnung. Dies ist das Kernstück der Erfindung. Diese Recheneinheit kann sich innerhalb oder außerhalb des Ultraschallgerätes befinden. Die Recheneinheit kann durch eine digitale Schaltung oder aber durch eine DSP-Karte, einen anderen Rechner, eine Recheneinheit des Ultraschallgerätes realisiert werden (siehe Abb. 3)
- c) eine Darstellungseinheit. Diese Darstellungseinheit kann sich ebenfalls innerhalb oder außerhalb des Ultraschallgerätes befinden. Es können die Darstellungsmöglichkeiten des Ultraschallgerätes verwendet werden. Bei Anschluß eines externen Rechners als Recheneinheit können grafische Darstellungsmöglichkeiten dieses Rechners verwendet werden.

Die Berechnung der Dehnungsbilder kann in Echtzeit, online oder offline nach der Aufnahme der Ultraschallechodaten erfolgen. Für die Darstellung der Dehnungsbilder kann das Dehnungsbild komplett dargestellt werden, ein Teil des B-Bildes in einem bestimmten Bereich (Region of Interest) durch das Dehnungsbild überblendet oder eingefärbt werden.

zu Abb. 3

Realisierung der Recheneinheit

Die Recheneinheit kann in folgender Weise z. B. als Digitalschaltung realisiert werden: zunächst müssen die hochfrequenten Echodaten quadraturdemoduliert werden (1). Die resultierenden Daten sind abwärtsgemischt. Sie werden Basisbanddaten oder IQ-Daten genannt. Die Amplituden der IQ-Daten werden nun wahlweise logarithmisch komprimiert (2).

Die entsprechend aufbereiteten komplexen Echosignale (IQ-Daten) werden in einem Zwischenspeicher (3) abgespeichert. Dieser Zwischenspeicher muß die IQ-Daten jeweils zweier zeitlich aufeinanderfolgender B-Bilder speichern können. Er kann daher nach dem FIFO-Prinzip immer, wenn die Echodaten eines neuen Bildes am Eingang anliegen, die Echodaten des vorletzten Bildes löschen.

Die Berechnung der Zeitverschiebung erfolgt in einer gesonderten Einheit (11). Diese kann in einer digitalen Schaltung mehrfach vorhanden sein. Dadurch können die Zeitverschiebungen mehrerer A-Linien gleichzeitig berechnet werden. Der Ablauf wird von einer globalen Ablaufsteuerung (12) gesteuert. Diese Ablaufsteuerung steuert die Berechnung der Zeitverschiebung an verschiedenen diskreten Positionen. Die Zeitverschiebungen werden gemäß Abb. 1 an verschiedenen diskreten Bildpunkten berechnet. Verschiedene A-Linien können parallel oder nacheinander abgearbeitet werden. Bei der Berechnung der Zeitverschiebungen einer A-Linie wird mit dem den Wandler am nächsten liegenden Punkt begonnen und danach sukzessive Zeitverschiebungen an tiefer liegenden Punkten berechnet. Dieser Ablauf muß von der globalen Ablaufsteuerung (12) kontrolliert werden.

Die Einheit zur Berechnung einer Zeitverschiebung (11) enthält folgende Elemente:

Die komplexe Kreuzkorrelationsfunktion wird an der durch den Integrator (9) vorgegebenen Stelle ausgewertet (5). Der Integrator (9) dient als Speicher für die geschätzte Zeitverschiebung während der Iteration. Sein Startwert muß von der globalen Ablaufsteuerung gesetzt werden. Der Startwert für die dem Ultraschallwandler nächstgelegenen Punkte ist Null. Der Startwert für alle anderen Punkte ist die Zeitverschiebung, die für den dem Ultraschallwandler nähergelegenen Punkt berechnet wurde. Die Lage des Intervalls der Daten, die für die Berechnung der Kreuzkorrelationsfunktion verwendet wird, wird von der globalen Ablaufsteuerung (12) bestimmt. Dieses ist ein Intervall konstanter Länge um den Punkt an dem die Zeitverschiebung berechnet werden soll.

Damit die Kreuzkorrelationsfunktion auch an Stellen berechnet werden kann, die nicht ganzzahlige Vielfache der Abtastzeit sind, müssen die Daten linear von einem Interpolator (5) interpoliert werden. Dieser greift auf die Basisband-Echodaten der gleichen A-Linie der beiden B-Bilder im Bildspeicher unter unterschiedlicher Kompression zu. In (5) wird somit die Kreuzkorrelationsfunktion der Basisbanddaten berechnet. Um die Kreuzkorrelationsfunktion der komplexen hochfrequenten Daten zu erhalten, muß die Phase des Ergebnisses um das Produkt der Kreisfrequenz des Mischers (1) mit dem Zeitpunkt an dem die Kreuzkorrelationsfunktion ausgewertet wird (9) in negative Richtung gedreht werden (6). Die Phase dieser komplexen Zahl wird nun berechnet (7) und mit dem reziproken Wert der Schwerpunktfrequenz des Wandlers (Kreisfrequenz) multipliziert (8). Das Ergebnis wird zum Wert des Interpolators (9) hinzuaddiert. Der Ablauf zwischen (5) und (9) muß einige Male (1-10) wiederholt werden. Dies wird von einer Ablaufsteuerung (10) kontrolliert. Das Ergebnis der Iteration wird anschließend in einem Ergebnisbildspeicher (13) abgelegt. Die Stelle, an der das Ergebnis dort abgelegt wird, wird von der globalen Ablaufsteuerung kontrolliert. Der Inhalt des Bildspeichers kann anschließend zur Anzeige gebracht werden.

Sämtliche Elemente dieser Recheneinheit können auf verschiedene Weise technisch realisiert werden:

1. Jedes oder einige Element kann durch eine digitale Logikschaltung realisiert werden
2. Jedes oder einige Elemente können von einer oder mehreren DSP-Schaltungen realisiert werden.
3. Jedes oder einige Elemente können von einem Rechner innerhalb oder außerhalb des Ultraschallgerätes realisiert werden.

Patentansprüche

1. Ein Verfahren und ein System zur Berechnung der Dehnung elastischen Gewebes mit diagnostischem Ultraschall, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Zeitverschiebung durch iterative Auswertung der Phasen der Kreuzkorrelationsfunktion zugehöriger Echosignale geschätzt werden. 5
2. Ein System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die iterative Auswertung der Phasen der Kreuzkorrelationsfunktion an transducernahen Gewebereichen beginnt, bei denen die Nullstellensuche eindeutig ist und, daß hier gewonnene Ergebnisse bei der Berechnung von Verschiebungen bzw. Phasennulldurchgänge in weiter entfernten Gewebereichen in der Weise vorteilhaft genutzt werden können, daß die Kenntnis der vorher gewonnenen Phaseninformationen bei entfernten Bereichen vorhandene Uneindeutigkeiten beseitigt. 10 15
3. Ein System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die notwendigen Interpolationen hochfrequenter Echosignale mit Hilfe einer linearen Interpolation von abwärtsgemischten Echosignalen (Basisbandsignalen) erfolgt. 20
4. Ein System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß vor der die Genauigkeit der Berechnung von Zeitverschiebungen dadurch verbessert wird, daß die Amplitude der komplexen Echosignale (unter Beibehaltung der Phase) logarithmisch komprimiert werden. 25 30

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

35

40

45

50

55

60

65

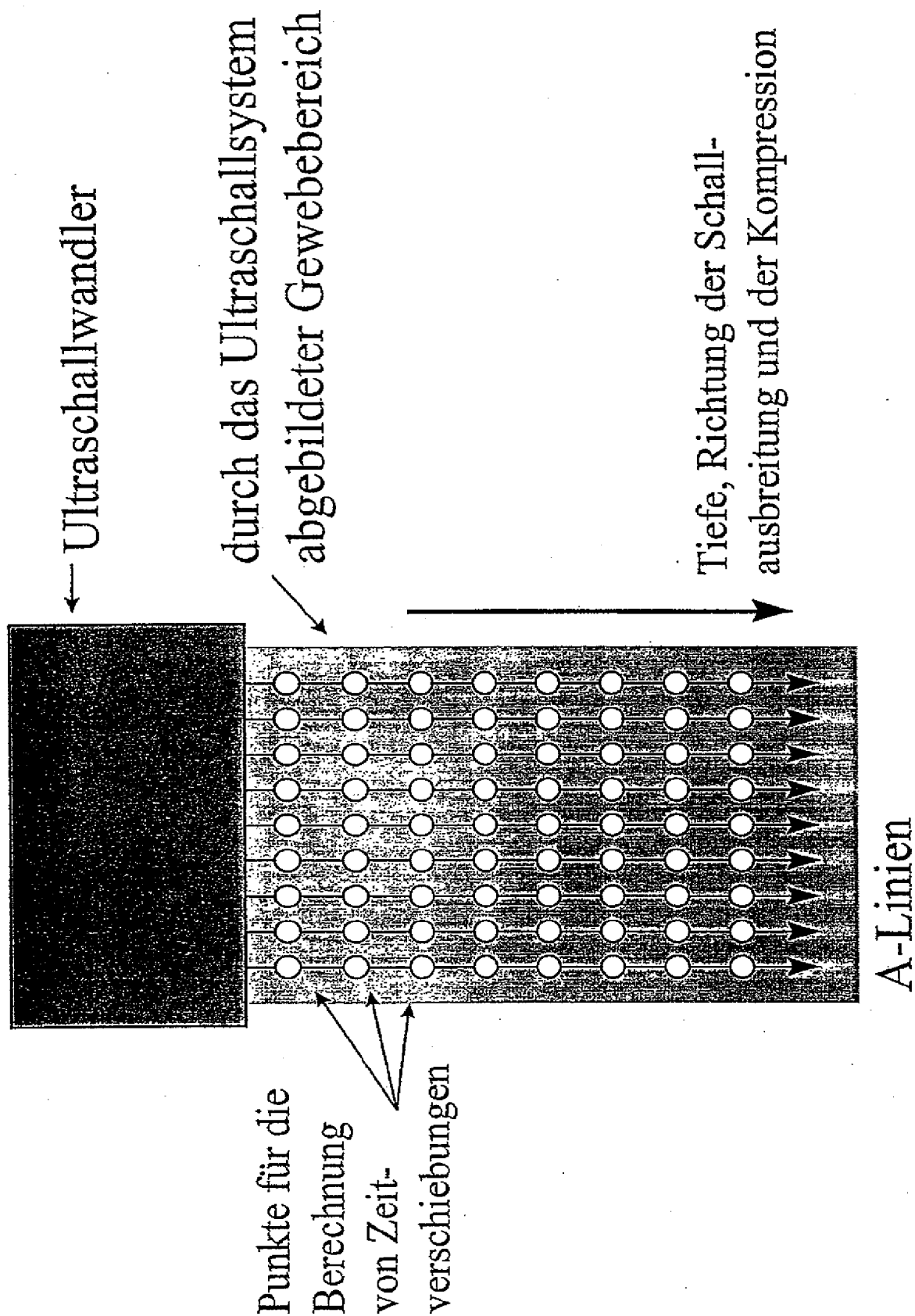


Abbildung 1: Anordnung abgebildeter Gewebebereich, Zeitverschiebungsbild

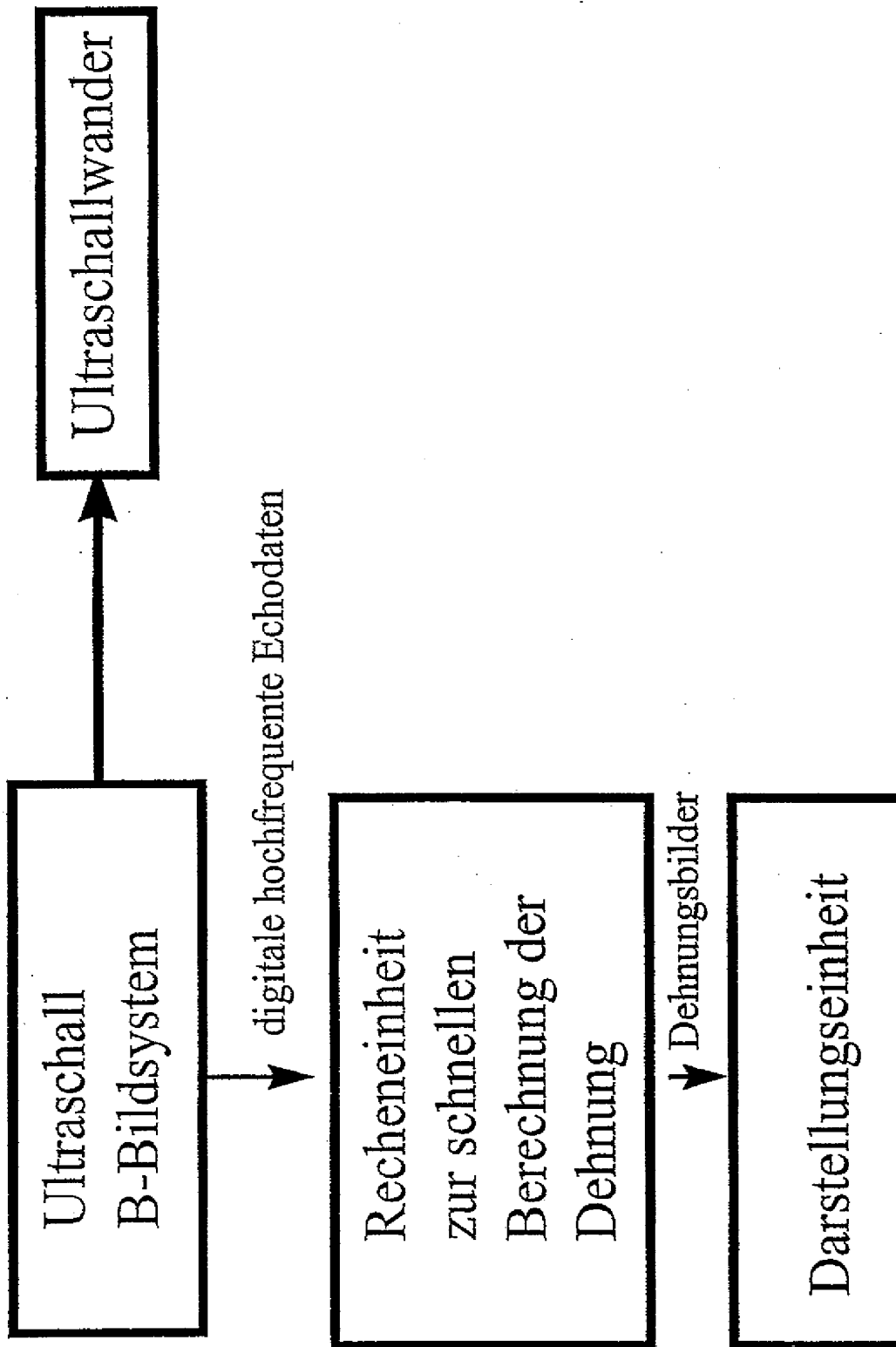


Abbildung 2: Schematische Darstellung des Gesamtsystems

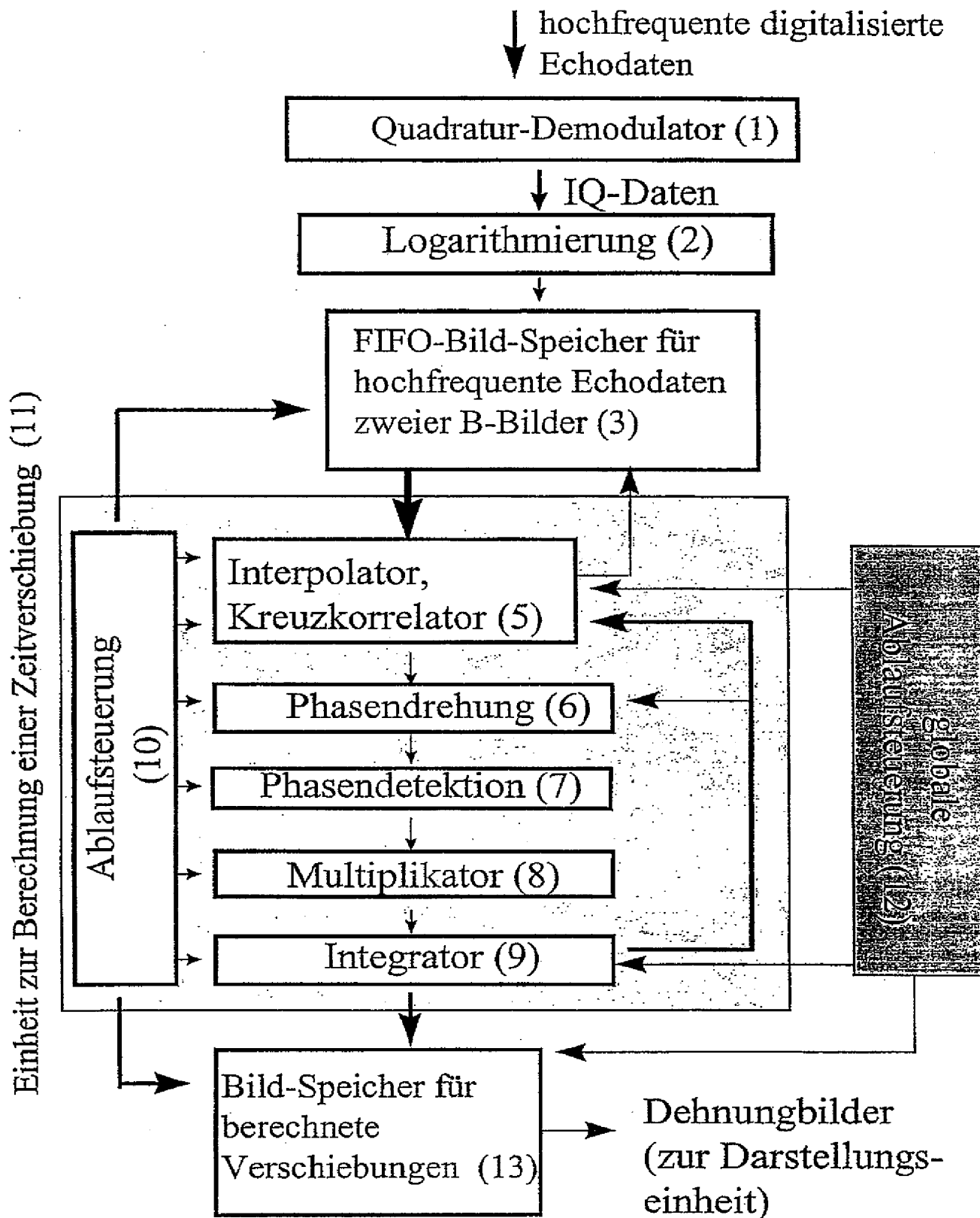


Abbildung 3: Recheneinheit